

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Univerzální modul pro měření EMG**  
**Universal Module for EMG Measurement**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Tomáš Hanusek**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Univerzální modul pro měření EMG**  
**Universal Module for EMG Measurement**

Zásady pro vypracování:

1. Popis a druhy biologických signálů.
2. Metody měření elektromyografie.
3. Možnosti realizace elektromyografu.
4. Návrh zařízení pro měření elektromyografie.
5. Realizace modulu pro měření.
6. Návrh a realizace měření a vyhodnocení v počítači.
7. Testování naměřených výsledků a zhodnocení.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. PENHAKER, M.-IMRAMOVSKÝ, M.-TIEFENBACH, P. *Lékařské diagnostické přístroje-učební texty*. Vyd. 1. Ostrava: VŠB-Technická univerzita, 2004. 333 s. ISBN 80-248-0751-3.
2. MOHYLOVÁ J., KRAJČA V. *Zpracování signálů v lékařství*. [CD/ROM] Žilinská universita 2005. ISBN 80-8070-341-8.
3. BUERK, D. G. *Biosensors: Theory and Applications*. 1 st Edition. Lancaster (USA): Technomic Publishin Company, 1993. 232 s. ISBN 0-87762-975-7.
4. BRONZINO, J.D., et al. *The Biomedical Engineering Handbook*. 1st Edition. Boca Raton: CRC Press, 1995. 2896 s. ISBN 0849383463.
4. ADAMEC, O. *Návrh a realizace biozesilovače s digitalizací a signálovým předzpracováním*. Ostrava: 2008. Diplomová práce na Fakultě elektrotechniky a informatiky VŠB – TU Ostrava na Katedře měřicí a řídicí techniky. Vedoucí diplomové práce Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
6. WEBSTER, J.-G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 3rd Edition. Hoboken (USA): Wiley, 1998. 961 s. ISBN 0-471-15368-0.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Michal Prauzek, Ph.D.**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 04.05.2012



---

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



---

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

## **Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně.*

*Uvedl jsem všechny použité literární zdroje a publikace, ze kterých jsem čerpal.*

.....*Tomáš Hanusek*.....  
Tomáš Hanusek

*Datum odevzdání bakalářské práce: 4. 5. 2012*

## **Poděkování**

Tímto bych chtěl poděkovat svému vedoucímu práce Ing. Michalu Prauzkovi, Ph.D. za konzultace, cenné rady a trpělivost, čímž přispěl k vypracování této bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Martinu Stankušovi za rady při tvoření softwarové části práce.

## **Abstrakt**

Snímání biosignálů z pacienta je dnes nedílnou součástí lékařské diagnostiky a také terapie. Pro vyšetření správné funkce srdce, mozku, nervů, svalů a dalších orgánů jsou přístroje snímající biosignály nezbytné. Tato práce popisuje základní metody získávání elektromyografických dat a některé modalitty používané při vyšetření. Součástí práce je vyrobený modul pro proměření EMG, který je kompatibilní s již existující jednotkou bmeng DAU a program, který umožňuje zobrazení a detekci naměřeného signálu.

## **Klíčová slova**

EMG, elektromyografie, biosignál, analogové předzpracování

## **Abstract**

The patient's biological signal sensing is nowadays the integral part of diagnostics and therapy as well. Biosignal sensing devices are necessary for correct examination of heart, cerebral, nervous, muscular and other organs function. The thesis describes electromyographical data gaining methods and modalities using during examination. EMG measuring modul compatible with bmeng DAU unit and programme enabling depiction and detection of measured signal are also part of the thesis.

## **Key Worlds**

EMG, electromyography, biosignal, analog preprocessing

## Seznam zkratek

A/D	analogově digitální (číslicový) převodník
Ag-AgCl	stříbro-stříbrochlorid, materiál povrchových elektrod
CMAP	angl. (compound muscle action potential) sumární akční potenciály
DAU	angl. (Data Aquisition Unit) jednotka pro sběr dat
DP	dolní propust
EKG	elektrokardiogram, elektrokardiograf
EMG	elektromyograf, elektromyogram
HP	horní propust
MUAP	angl. (motor unit action potential) akční potenciál motorické jednotky
SFEMG	angl. (single fibre electromyography) elektromyografie jednoho svalového vlákna
USB	angl. (Universal Serial Bus) univerzální sériová sběrnice

## Obsah

1	Úvod.....	1
2	Biologické signály.....	2
2.1	Signál .....	2
2.2	Rozdělení signálu.....	2
2.3	Děje v živých organismech .....	2
2.4	Biosignál .....	3
2.5	Rozdělení biosignálů podle biologické podstaty.....	3
3	Elektromyografie .....	5
3.1	Elektromyografický signál a jeho geneze .....	5
3.2	Snímání elektromyografického signálu.....	6
3.3	Základní elektromyografické modality .....	7
3.3.1	Sumární akční potenciály (CMAP).....	7
3.3.2	Akční potenciály motorické jednotky (MUAP) .....	7
3.3.3	EMG jednoho svalového vlákna (SFEMG) .....	8
3.4	Elektrody pro elektromyografii.....	9
4	Možnosti realizace elektromyografu.....	12
4.1	Předzpracování signálu .....	12
4.2	Analogové předzpracování elektromyografického signálu.....	12
4.2.1	Vstupní předzesilovač .....	13
4.2.2	Hornopropustný filtr.....	13
4.2.3	Izolační zesilovač .....	14
4.2.4	Dolnoproputný filtr.....	14
4.2.5	Filtr síťového rušení .....	14
4.2.6	Zesilovač s proměnným zesílením .....	14
5	Návrh a realizace univerzálního modulu pro měření EMG .....	15
5.1	Vstupní předzesilovač .....	16
5.2	Hornopropustný filtr.....	18
5.3	Dolnoproputný filtr.....	19
5.4	Filtr síťového rušení .....	20
5.5	Možnosti nastavení filtrů.....	20
5.6	Zhotovení modulu – fotografie .....	21
6	Aplikace pro měření EMG .....	22
6.1	Popis aplikace .....	23
6.2	Použití aplikace pro měření.....	26
7	Závěr .....	27
8	Použitá literatura .....	28
9	Seznam příloh .....	29



# 1 Úvod

V dnešní době existuje mnoho profesí, ve kterých se vyskytují faktory mající negativní vlivy na lidský organismus. Tyto faktory jsou buď přímo spojeny s druhem vykonávané práce, například špatná pracovní poloha a nadměrná zátěž břemeny nebo faktory jako jsou vibrace, chlad, prašnost, vlhkost, které se vyskytují na daném pracovišti. Přesto, že jsou pracovníci vybaveni osobními ochrannými pomůckami, nelze toto negativní působení úplně eliminovat a dochází tak ke vzniku různých nemocí z povolání. Mezi časté nemoci z povolání patří poškození periferních nervů a úžinové syndromy - syndrom karpálního tunelu. Z toho důvodu je jednou částí vstupních a periodických prohlídek elektromyografické vyšetření. Aby bylo vyšetření směrodatné, musí být elektromyografický signál kvalitně zpracován, to znamená, že z něho budou odstraněny rušivé složky, které mohou být biologického nebo technického původu.

Cílem této práce je vytvořit jednoduchý výukový modul pro měření elektromyografického signálu, který bude kompatibilní s konektorem již vyrobené jednotky pro digitalizaci dat bmeng DAU. Na tuto jednotku lze také připojit již zhotovený modul EKG pro měření elektrické aktivity srdce a pletysmografický modul pro snímání stavu cévního řečiště. V jednotce DAU budou data digitalizována a následně USB kabelem vedena do počítače. Součástí této práce bude i program pro zobrazení EMG signálu, detekci aktivity svalu a k orientačnímu posouzení stavu nervosvalové ploténky. Svalová aktivita bude vyvolána vůlí vyšetřované osoby a bude snímána neinvazivně. Na modulu budou pro každý filtr přepínače, kterými bude možno volit hodnotu mezní frekvence. Na modulu bude provedeno zapojení pro proměnlivé zesílení, které bude možné upravovat pomocí trimru.

## **2 Biologické signály**

### **2.1 Signál**

Je to prostředek, který slouží k přenosu informace. Obecně můžeme signál popsat jako fyzikální veličinu měnící se v čase a prostoru. Matematicky signál popisujeme jako funkci jedné nebo více proměnných. [1]

### **2.2 Rozdělení signálu**

Signály rozdělujeme do dvou hlavních skupin, a to na deterministické a stochastické. Deterministický signál jsme schopni popsat explicitními matematickými vztahy. Dopředu známe jeho průběh, a proto dokážeme předpovídat hodnoty, které bude nabývat. Stochastický signál můžeme také pojmenovat jako náhodný proces. Vzorky náhodného procesu se od sebe liší, ale mají stejné statistické vlastnosti. Stochastické procesy nelze přesně popsat, můžeme je pouze charakterizovat metodami, které nám nabízí statistická matematika. Nejčastěji jsou popisovány pravděpodobností výskytu a statistickými momenty. [1]

### **2.3 Děje v živých organismech**

V lékařských diagnostických metodách je lidský organismus brán jako součást složitého obvodu, ve kterém má úlohu zdroje signálu. Pro správné snímání, zaznamenání a zpracování je nutné znát přesnou podstatu jeho vzniku. Elektrické děje a vlastnosti v živých organismech lze pozorovat na více úrovních.

- Celý organismus
- Systém (oběhový, nervový)
- Orgán (srdce, mozek)
- Tkáň (svalové, nervové)
- Buňka (neurony, myocyty)
- Buněčná membrána

Podstatou elektrických projevů buněk, tkání a orgánů jsou elektrické jevy na buněčné membráně. Každá živá buňka má rozdíl potenciálů mezi vnitřní a vnější stranou membrány. Toto membránové napětí vzniká nerovnoměrným rozložením iontů mezi stranami membrány. Změna tohoto membránového napětí je základem dynamických elektrochemických dějů ve tkáních, které jsou jedním ze způsobů přenosu informace v živém organismu. Ke změně membránového napětí dochází při dráždění buňky. Dráždění může být elektrického, chemického, mechanického, světelného nebo tepelného charakteru. Aby mohlo k podráždění a následovné reakci dojít, musí být buňka vybavena dráždivou membránou. Existují tři typy dráždivých membrán. Rozdělujeme je na membrány

- Reagující na elektrické podněty
- Reagující na chemické podněty
- Reagující na fyzikální podněty

Využitím speciálních metod pro záznam rozložení elektrických potenciálů ve tkáních a orgánech umožnilo vznik elektrokardiografu, elektromyografu, elektroencefalografu. Tyto metody se běžně uplatňují v klinické praxi jako standardní diagnostické metody. [2]

## **2.4 Biosignál**

Tkáně lidského těla jsou charakteristické vlastnostmi, jako je elektrický odpor, vodivost, kapacita a permitivita. Vlivem metabolických procesů dochází k nerovnoměrnému rozložení iontů ve tkáních. To se projevuje jako změna potenciálů, kterou označujeme pojmem biosignál. Biosignál může být vyvolán životními projevy organismu, takový signál je označován jako nativní (elektrokardiografický signál, myopotenciály, akční potenciály), ale lze jej vyvolat také uměle, a to fyzikálním působením z vnějšího prostředí na organismus. Tyto uměle vyvolané signály nazýváme evokované potenciály, řadí se sem například i bioimpedanční signály. Biologické signály mohou být různého charakteru, nemusí se vždy jednat o elektrický signál, tvořící největší skupinu snímaných biosignálů používaných pro běžnou diagnostiku. [2], [3]

## **2.5 Rozdělení biosignálů podle biologické podstaty**

### **Bioelektrické signály**

Nejdůležitější biosystémy jsou složené z elementárních buněk, jejichž činnost je zprostředkována bioelektrickými signály. Jejich charakteristiky umožňují zkoumat, monitorovat a vyhodnocovat jejich stavy a funkce. Všechny bioelektrické signály pocházejí z elektrických dějů, které probíhají na buňkách vybavených dráždivou membránou. Elektrický potenciál, který je generován velkým množstvím buněk, je možné snímat povrchovými nebo vpichovými elektrodami, snímači a převodníky. V biologickém prostředí se elektrické pole dobře šíří, a proto je možné snímat bioelektrické signály, vznikající činností vnitřních orgánů, na vhodných místech z povrchu těla. Použitím povrchových snímačů dochází k omezení invazivních metod měření. Bioelektrické signály patří mezi nejdůležitější ze skupiny biosignálů. [2], [3]

### **Bioimpedanční signály**

Impedance, resp. odpor tkáně je závislý na složení a objemu tkáně, na prokrvení, neuronové aktivitě a na dalších faktorech. Pro měření impedance se využívá, slabé pro lidský organismus bezpečné a nepostřehnutelné, elektrické proudění. To je přivedeno elektrodami na vhodné místo. Z jiného místa je povrchovými elektrodami snímáno napětí generované proudem a impedancí tkáně. Bioimpedanční signál nám dává informaci o stavu tkáně a množství tuku a vody v ní zastoupené. Z tohoto důvodu je bioimpedanční signál nositelem důležitých informací. [2], [3]

### **Biomagnetické signály**

Proudy, které protékají tělem při šíření akčního potenciálu, vytváří velmi slabé magnetické pole obsahující informace o některých orgánech těla jako je mozek a srdce. Toto magnetické pole nám poskytuje informace, které bioelektrické signály neposkytují. Snímání biomagnetických signálů je technicky velmi náročné, protože intenzita magnetického pole je velmi nízká v porovnání s intenzitami okolních rušivých polí (elektrické spotřebiče,

geomagnetické pole Země, rozvodné sítě). Z finančních důvodů a relativně nízké hodnotě informací v porovnání s bioelektrickými signály se měření biomagnetických signálů nevyužívá v běžné klinické praxi. [2], [3]

### **Biomechanické signály**

Biomechanické signály jsou nejrůznější polohové výchylky, zrychlení, rychlosti, průtoky a tlaky, které lze měřit mechanickými a elektromechanickými snímači (piezokrystaly, membrány, kapalinové tlakoměry, ultrazvuk). Měření mechanických vzruchů vyžaduje velmi přesné umístění snímače na pacienta. Z tohoto důvodu se pro některé případy využívají invazivní metody měření. Mezi nejčastěji měřené biomechanické signály patří krevní tlak, srdeční výdej, respirační frekvence a změny objemu tkání. Biomechanické signály poskytují informace pro určení stavu a funkčnosti zkoumaného systému. [2], [3]

### **Bioakustické signály**

Typické akustické signály (např. srdeční ozvy, sípaní a pískot při dýchání či kašel) jsou generovány fyziologickými jevy (průtok krve srdcem, chlopněmi, cévami nebo průtok dýchacích plynů horními a dolními cestami dýchacími a plicním prostorem). Zvuky jsou vytvářeny také trávicím traktem, pohyby kloubů nebo i kontrakcí svalů. Takto vzniklá akustická energie se šíří biologickým prostředím, které umožňuje snímání akustických signálů vhodnými snímači (fonendoskop, mikrofón) s povrchu těla. [2], [3]

### **Biooptické signály**

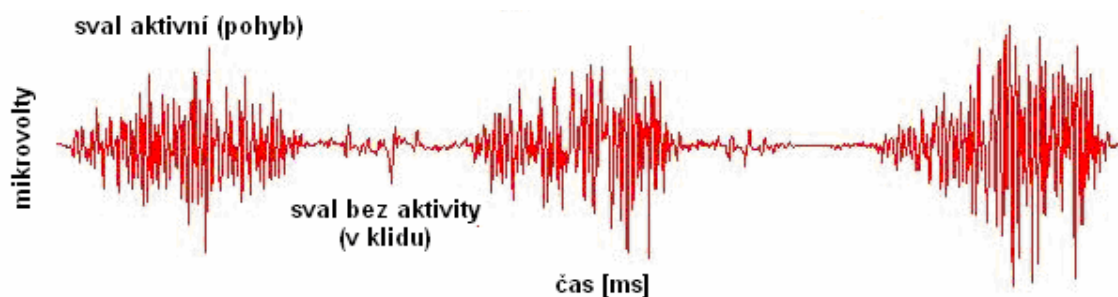
Biooptické signály jsou důsledkem spontánních i vyvolaných optických projevů biologického systému (koncentrace kyslíku v krvi ovlivňuje její barvu, průtok krve tkání ovlivňuje její zabarvení nebo fluorescenční charakteristiky plodové vody dávají informaci o stavu plodu). Většinou se měří propustnost nebo odraz světla různé vlnové délky tkáněmi. Technologie RTG záření a endoskopických vyšetření zprostředkovaných optickými vlákny poskytuje množství možností pro snímání biooptických signálů. Také vzorky tkání a látek z organismu jsou zdrojem optických signálů produkujících různými technologiemi obrazové informace biologických systémů. Jedno a vícerozměrné optické signály patří mezi velmi důležité zdroje významných specifických informací o stavu a funkčnosti vyšetřovaného systému. [2], [3]

### **Biochemické signály**

Biochemické signály poskytují informace o koncentraci látek ve tkáních lidského organismu. Tyto signály jsou získávány z měření na živých tkáních nebo ze vzorků, které jsou analyzovány na speciálních pracovištích (biochemických, hematologických, mikrobiologických, histologických). Využívají se zde různé druhy snímačů a převodníků. Mezi nejčastější biochemické signály patří nasycení krve kyslíkem, koncentrace a parciální tlak kyslíku a oxidu uhličitého v krvi, pH tkáně. Pro měření koncentrace iontů uvnitř nebo vně buňky se používají speciální jehlové elektrody. [2], [3]

### 3 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je diagnostická metoda využívaná v lékařství pro snímání bioelektrických signálů vznikajících vlivem činnosti kosterního svalstva. Pomocí této metody můžeme hodnotit stav nervové a pohybové soustavy. Cílem je zaznamenat elektrickou aktivitu svalu, která je způsobena změnou elektrického potenciálu. Tato změna je vyvolána svalovou aktivací. Aktivita je zaznamenávána z nervů nebo svalů pomocí elektrod, které měří z povrchu tzv. povrchové elektrody nebo měří jednotlivá svalová vlákna pomocí jehlových elektrod. Svalová aktivita je vyvolána vůli vyšetřovaného nebo stimulací. [2],[4]



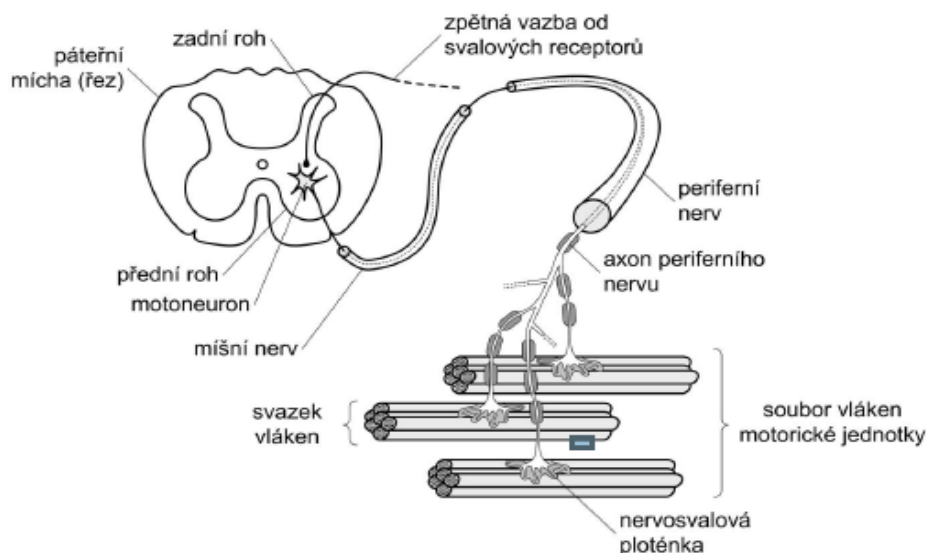
Obr. 3.1: Ukázka EMG signálu[5]

#### 3.1 Elektromyografický signál a jeho geneze

Základní funkční jednotkou svalového aparátu je motorická (hybná) jednotka (obr. 3.2). Je složena z jednoho motoneuronu a ze souboru svalových vláken, které jsou tímto motoneuronem inervované. Počet vláken, která připadají na jednu motorickou jednotku, stoupá od 5 (zevní okohybné svaly) přes několik set (zádové) až k několika tisícům (spánkový sval). Počet svalových vláken připadajících na jeden motoneuron klesá při zvyšujících se nárocích na přesnost pohybů zajišťovaných příslušným svalem. Iniciální impulsy pro vlastní svalovou činnost vydávají motorické neurony v předních rozích míšních tzv. velké alfa motoneurony pro bílá (rychlá) vlákna a malé alfa motoneurony pro červená (pomalá) vlákna. Axony velkých motoneuronů mají velkou rychlost vedení, kdežto vodivost axonů malých motoneuronů je pomalejší. Jeden motoneuron alfa zásobuje pouze jednu svalovou jednotku, na jejímž povrchu je několik tisíc synapsí. Přenos vzruchu z motorického neuronu na svalové vlákno se uskutečňuje pomocí nervosvalové ploténky. Látkovým mediátorem přenosu vzruchu je acetylcholin, který depolarizuje membránu. Při depolarizaci dojde k uvolnění iontu vápníku do cytoplazmy a ten vyvolá stah. Z nervosvalové ploténky se pak šíří vzruch po buněčné membráně na oba konce vlákna i do jeho nitra a způsobí téměř současnou kontrakci všech sarkomer svalového vlákna. Vlivem různých elektrických potenciálů v různých částech membrány svalového vlákna vzniká v jejím okolí elektrické pole. Měřením potenciálu tohoto pole získáváme elektromyografický signál. [2], [4]

Svalové vlákno reaguje na podráždění podle pravidla „všechno nebo nic“. Dosáhne-li podráždění prahové hodnoty, poté svalové vlákno odpoví kontrakcí. Na jedno podráždění sval reaguje trhnutím, a to po velmi krátké době 10 -100ms. Tato doba je potřebná k přenosu akčního potenciálu na svalová vlákna a depolarizaci membrán. Přejde-li další podnět brzy

po prvním, dojde k následovnému zkrácení svalu tzv. sumaci. K trvalé kontrakci dochází při působení periodických nadprahových podnětů na motoneuron. Rychle po sobě jdoucí podněty vyvolají hladký tetanus, pomalejší sled podnětů vyvolá vlnitý tetanus. [2], [4]



Obr. 3.2: Motorická jednotka [2]

### 3.2 Snímání elektromyografického signálu

Ke snímání bývají používány dvě metody, a to podle charakteru onemocnění vyšetřovaného svalu. Jsou to metody invazivní a neinvazivní. [2], [5]

#### Invazivní metoda

Invazivní tzv. intramuskulární EMG umožňuje dobře lokalizovat zdroj signálu a snímat elektrické potenciály z několika málo motorických jednotek. Přesnost lokalizace závisí na kvalitě použitých jehlových elektrod. Objem tkáně mezi elektrodou a zkoumaným zdrojem signálu je dostatečně malý a neexistuje zde rozhraní mezi elektrodou a pokožkou. Toto rozhraní totiž značně omezuje frekvenční pásmo vyšetřovaného signálu, a proto nejsme schopni dosáhnout stejných výsledků povrchovými elektrodami. Využitelné frekvenční pásmo u invazivní metody sahá až k 10 kHz a díky velmi malé ploše elektrod dosahuje špičkové napětí snímaného signálu několika stovek mikrovoltů. [2], [5]

#### Neinvazivní metoda

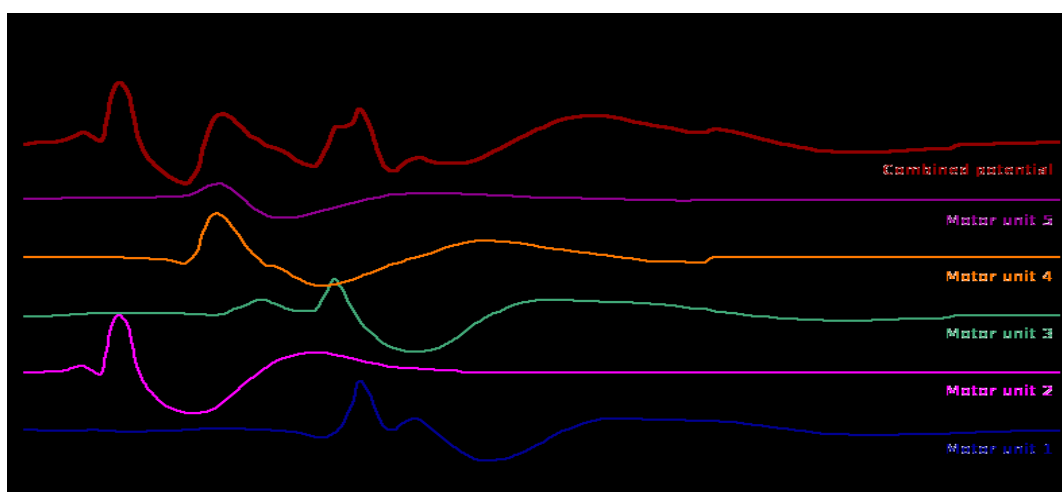
Povrchové EMG zaznamenává signál vzniklý z velkého množství motorických jednotek. Z tohoto důvodu dosahuje špičkové napětí signálu až 10 milivoltů. Velký objem tkáně mezi elektrodou a svalovými vlákny a také rozhraní pokožka-elektroda omezují horní hranici využitelného frekvenčního pásma na 500 Hz. Nad touto hranicí již nejde rozlišit měřený signál od šumu. [2], [5]

### 3.3 Základní elektromyografické modality

Mezi základní elektromyografické modality, které umožňují diferenciální diagnostiku onemocnění neuromuskulárního systému, patří sumární akční potenciály (CMAP), akční potenciály motorické jednotky (MUAP) a EMG jednoho svalového vlákna (SFEMG). [2]

#### 3.3.1 Sumární akční potenciály (CMAP)

Snímání a záznam sumárních akčních potenciálů (CMAP, angličtiny compound muscle action potential) se provádí při stimulaci periferního nervu, který inervuje vyšetřovaný sval. Pro stimulaci se používají povrchové elektrody, které jsou umístěné nad periferní nerv, nebo jehlové elektrody zavedené co nejbližší stimulovanému nervu. Snímání se uskutečňuje povrchovými elektrodami. Jehlové elektrody nejsou vhodné, jelikož při silné kontrakci svalů dochází k jejich pohybu a tím ke vzniku pohybových artefaktů. Pro snížení pohybových artefaktů je vhodné omezit pohyb kloubů. Působením stimulace dochází k synchronizované aktivaci všech motorických jednotek. Stimulační impulzy jsou vysílány s nízkou opakovací frekvencí 3-5 Hz. Sval odpovídá na impuls izolovaným trhnutím. Ze záznamu jsou vyhodnocovány amplitudy signálu při jednotlivých stimulacích nebo plocha jednotlivých odezev. V případě, že jsou amplitudy všech odezev nízké, jedná se o primární onemocnění svalstva. Poruchy nervosvalových plotének se projevují klesající amplitudou všech odezev přibližně o 10 a více procent. Při snížení amplitudy o 8% se ještě nemusí jednat o poruchu. Může to být způsobeno nedostatkem neurotransmitterů, jelikož většina z nich byla využita při předešlé kontrakci a jejich množství se nestihlo obnovit. U nervových poruch, při kterých dochází k demyelinizaci nervů, se zpožďuje kontrakce svalů, ale amplitudy odezev jsou normální. U zdravých svalů lze zvýšením stimulační frekvence na 10-50Hz docílit zvýšení amplitudy signálu až o 50%. [2]



Obr. 3.3: Příklad signálů motorických jednotek a celkového záznamu [8]

#### 3.3.2 Akční potenciály motorické jednotky (MUAP)

Akční potenciál motorické jednotky (MUAP, z angličtiny motor unit action potential) se zaznamenává pomocí jehlových elektrod při kontrakci svalů, která je vyvolána přirozeným způsobem. Pro aktivování malého počtu motorických jednotek se používá nízké zatížení svalů.

Záznam by měl zobrazovat signál z jedné motorické jednotky, toho však nejde úplně dosáhnout, jelikož jehlovými elektrodami snímáme signál, který je superpozicí akčních potenciálů generovaných několika motorickými jednotkami. Pomocí specializovaného softwaru můžeme dekompozicí snímaného signálu identifikovat signály, které přísluší jednotlivým motorickým jednotkám. Software rozloží signál na jednotlivé hroty, které jsou následovně porovnávány s databází hrotů, podle níž jsou přiřazeny k dané motorické jednotce. Díky dekompozici můžeme pozorovat způsob, jakým probíhá zapojování motorických jednotek při různé síle svalového stahu. Lze porovnávat zapojované typy motorických jednotek, které rozpoznáme podle tvaru jejich akčního potenciálu. Na poruchy funkce motoneuronu ukazuje snížený počet aktivovaných motorických jednotek. Příklad signálů je na obrázku 3.3 [2]

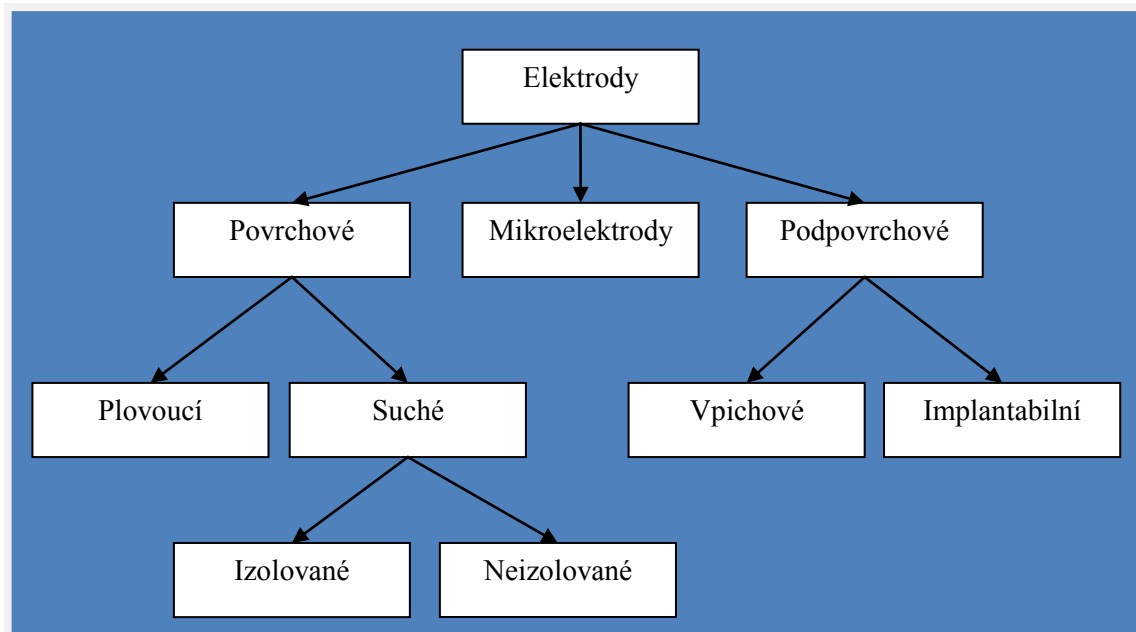
### **3.3.3 EMG jednoho svalového vlákna (SFEMG)**

Elektromyografie jednoho svalového vlákna (SFEMG, z angličtiny single fibre electromyography) je modalita s velkou selektivností, jelikož zaznamenává akční potenciály jediného svalového vlákna. Pro měření se používá bipolární jehlová elektroda s boční elektrodou o průměru cca 25 $\mu$ m. Metoda poskytuje informace o hustotě svalových vláken. Amplitudy akčních potenciálů klesají přibližně o 200 $\mu$ V, jestliže se svalová vlákna nacházejí ve větší vzdálenosti než 300 $\mu$ m od elektrody. Zjištěním počtu snímaných akčních potenciálů, jejichž amplituda přesahuje 200  $\mu$ V a které jsou zaznamenávány současně, můžeme určit počet aktivních vláken v blízkosti elektrody. Průměrnou hustotu vláken můžeme určit měřením v různých místech svalu. Při volní kontrakci svalu nebo stimulaci příslušné nervové dráhy vykazují akční potenciály vždy různé vzájemné zpoždění. Odchyly od konstantní frekvence jsou dány především chemickým přenosem na nervosvalové ploténce a nazývají se neuromuskulární jitter (z angličtiny třes). Je vyjadřován jako střední hodnota rozdílu mezi po sobě následujícími akčními potenciály vlákna. Jeho normální hodnota se liší podle druhu svalu a dosahuje 10-50  $\mu$ s. [2]



### 3.4 Elektrody pro elektromyografii

Elektrody se používají pro snímání a stimulování. Rozdělení snímacích elektrod je uvedeno na obrázku 3. 4.

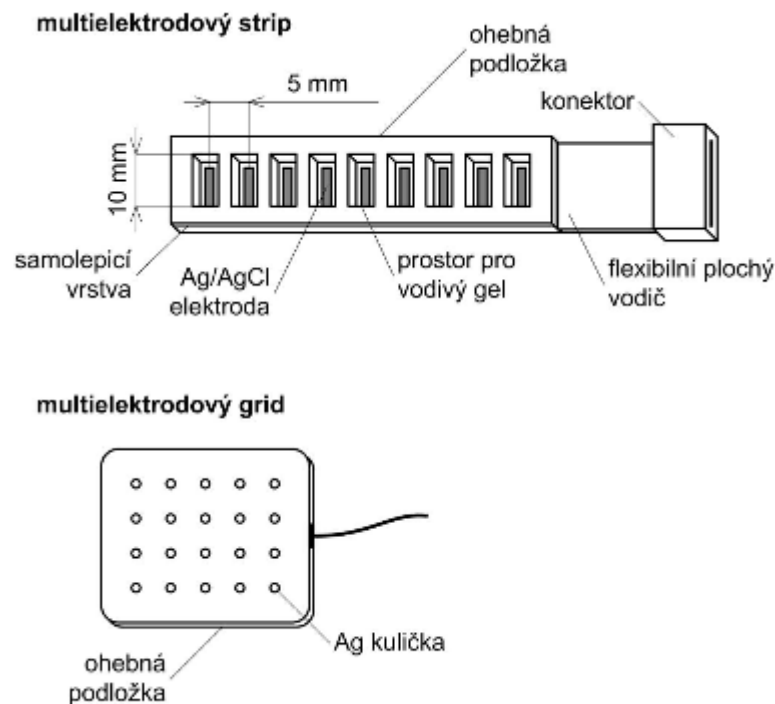


Obr. 3.4: Rozdělení EMG elektrod [5]

Elektrody můžeme dělit podle konstrukčního typu nebo podle účelu použití.

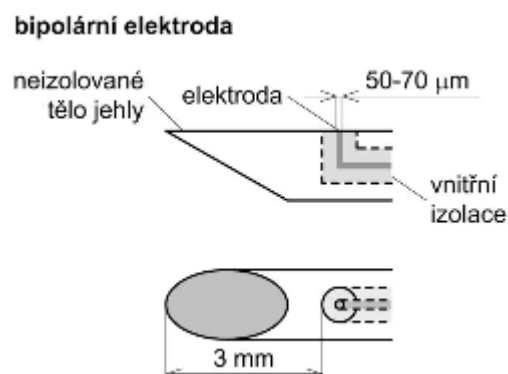
#### **Rozdělení podle konstrukčního typu:**

Povrchové elektrody zaznamenávají elektrický potenciál ze skupin svalových vláken. Výrobním materiálem je převážně Ag-AgCl. Využívají se k testování reflexů a pro měření rychlosti šíření vzruchů v nervové soustavě. Jedná se většinou o malé kovové disky, které se přichycují na předem odmaštěnou a očištěnou pokožku pacienta. Kovové disky mohou být uspořádané do určité geometrické konfigurace a vytváří tak povrchovou multielektrodu. Rozlišujeme jednorozměrné stripy, ve kterých jsou disky uspořádané do jedné řady a dvourozměrné gridy ve kterých jsou disky upořádány do matice (obrázek 3.5). Elektrody je nutné dobře přichytit a zabezpečit proti případnému pohybu, který by mohl vyvolat nežádoucí pohybový artefakt. V případě nežádoucího pohybu dochází ke zkreslení snímaného signálu. Povrchové elektrody nejsou vhodné pro měření akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek. Důvodem je, že zachycují potenciály z větších ploch, mají tedy sumační charakter. Mezi přechod elektrody a kůže se aplikuje vodivý gel. Vodivý gel snižuje hodnotu vstupního odporu, který by měl být co nejnižší. Výhodou povrchových elektrod je jejich nízká cena oproti jehlovým elektrodám a jednodušší aplikace. [2], [5]



Obr. 3.5: Multielektrody pro snímání EMG [2]

Jehlové elektrody mají největší uplatnění v diagnostice. Jsou vysoce citlivé a využívají se pro snímání signálu z jednotlivých motorických jednotek. Rozdělujeme je na monopolární a bipolární. Monopolární elektroda je konstruována tak, že má jeden pól a tvoří ji pouze úzká jehla obalená teflonem. Její snímací plocha je  $0,03\text{--}0,34\text{ mm}^2$ . Bipolární elektroda (obr. 3.6) je tvořena úzkou jehlou, jejímž středem je veden jeden izolovaný vodič. Jeden pól vytváří izolovaný vodič a druhý pól je tvořen kovovým pláštěm jehly. Obvyklý průměr elektrody je  $0,3\text{--}0,65\text{ mm}$  a její snímací plocha je  $0,019\text{--}0,09\text{ mm}^2$ . [2], [5], [6]



Obr. 3.6: Bipolární jehlová elektroda [2]

Speciální typ jehlové elektrody se používá při vyšetřování jediného svalového vlákna (SFEMG – single fiber elektromyografie). Jehla je konstruována tak, že jednu elektrodu tvoří drátek vyčnívající ze strany jehly, která tvoří druhou elektrodu. Snímací plocha je velmi malá.

Boční elektroda má průměr přibližně 25 $\mu$ m. Aplikace jehlových elektrod je složitější než při aplikaci povrchových elektrod a je také pro pacienta nepříjemná. Nevýhodou je omezení pohybu svalstva, ve kterém je jehla zapíchnutá. Při stimulaci dochází k pohybu vyšetřovaného svalu, který pohybuje zapíchnutou elektrodou, a tím dochází k pohybovým artefaktům. [2], [5], [6]



Obr. 3.7: Provedení SFEMG elektrody

### **Rozdělení podle účelu použití**

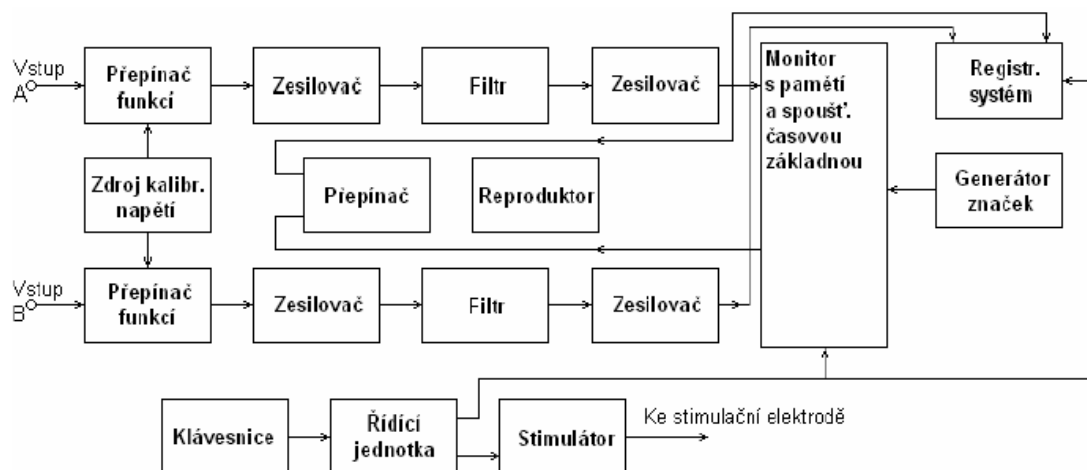
Registrační elektrody mohou být jehlové i povrchové. Aktivní elektroda snímá elektrickou aktivitu a je umístěná na střed zkoumaného svalu. Referenční elektroda je umístěná na počátek měřeného svalu, tedy nad šlachu. Výsledný EMG signál je dán rozdílem napětí mezi retenční a aktivní elektrodou. V případě záměny pozic elektrod dojde k otočení polarity snímaného EMG signálu.

Stimulační elektroda je bipolární elektroda. Vyvolává stimulaci svalu pomocí neprahového elektrického impulsu. Tento impuls vyvolá následnou reakci. Zemnicí elektrody jsou povrchové a nejčastěji se vyskytují ve formě upevňovací páskové elektrody.

Povrchové elektrody převážně s Ag-AgCl povrchem je nutné před aplikací dostatečně mechanicky očistit. Jehlové elektrody musí být před aplikací sterilizovány. [5], [7]

## 4 Možnosti realizace elektromyografu

Pro měření elektrických potenciálů svalů se používá přístroj elektromyograf (blokové schéma viz obrázek 4.1). Mezi jeho hlavní části patří elektrody, zesilovače, řídicí jednotka a výstupní zařízení, které je zastoupeno monitorem nebo reproduktorem.



Obr. 4.1: Blokové schéma elektromyografu [5]

Mezi základní parametry a požadavky na elektromyograf patří snímání, zesílení, filtrace a zobrazení signálu. Konstrukční požadavky na elektromyograf jsou různé vzhledem k vyšetřovacím metodám a použité diagnostické modalitě. Podle toho se může lišit počet kanálů, užitečné frekvenční pásmo, vstupní impedance a zesílení.

### 4.1 Předzpracování signálu

Předzpracováním signálu se zabývá část měřicího řetězce, která zesiluje bioelektrický signál na potřebnou úroveň pro jeho zpracování. Také v této části dochází k odstranění rušivých složek signálu. Realizovat ji lze analogově nebo některé funkce přenést do číslicového zpracování. Do číslicového zpracování se často přenáší filtrace, čímž se zbavujeme složité realizace některých analogových filtrů. Druhou výhodou je možnost vyřadit oddělovací zesilovač a nahradit ho optočleny, které přenášejí už digitální informaci dále ke zpracování. Pro tento způsob řešení však potřebujeme mnohem větší výpočetní výkon než u prostého analogického zpracování signálu. [2],[3]

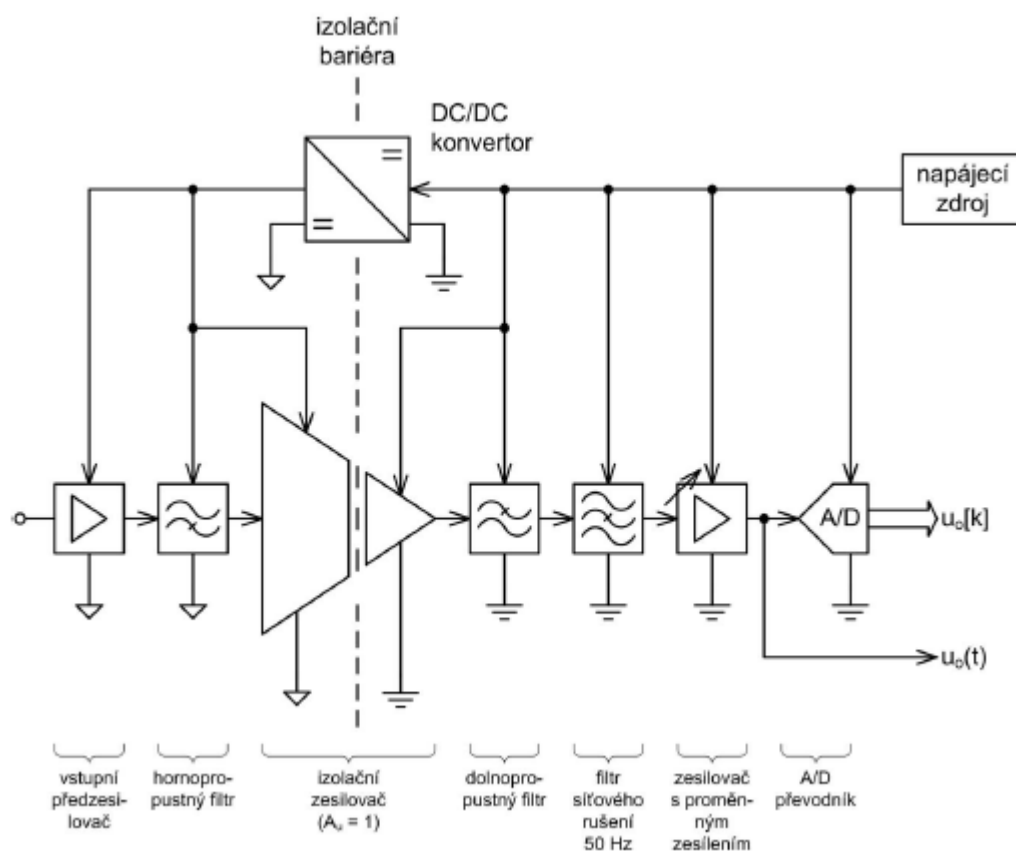
### 4.2 Analogové předzpracování elektromyografického signálu

Příklad ryze analogového zapojení je zobrazen na obrázku 4.2. Toto zapojení se skládá ze vstupního předzesilovače, hornopropustného filtru, izolačního zesilovače, dolnoproputného filtru, filtru síťového rušení a proměnného zesilovače. Dále je už signál zpracováván digitálně, proto se za těmito bloky nachází A/D převodník. Výstupem celého řetězce je spojitý signál  $u_0(t)$  nebo diskrétní signál  $u_0(k)$ , který byl navzorkován A/D převodníkem. Navzorkovaný signál se

již dále nezpracovává za účelem odstranění rušení, ale je vyhodnocován jeho informační obsah. [2],[3]

#### 4.2.1 Vstupní předzesilovač

Vstupní předzesilovač slouží k potlačení souhlasného rušivého napětí a z tohoto důvodu má diferenciální vstup. Bioelektrický signál, který je zesilován, bývá nejčastěji přiváděn na vstup biopotenciálovými elektrodami. Jelikož odpor elektrody a rozhraní elektroda-pokožka dosahuje poměrně vysokých hodnot 100 a více  $k\Omega$ , musí být vstupní odpor zesilovače velmi vysoký, řádově  $M\Omega$ . Obvykle je realizovaný přístrojovým zesilovačem, který má diferenciální vstup a vysoký vstupní odpor ( $G\Omega$ ). Zesílení nesmí být příliš vysoké, optimálně 10-100, jelikož rušivý signál snímáný spolu s užitečným, má velké amplitudy a jeho zesílením by mohlo dojít k saturaci zesilovače a tím i ke ztrátě signálu. [2],[3]



Obr. 4.2: Blokové schéma signálového řetězce pro analogové předzpracování biosignálu.

#### 4.2.2 Hornopropustný filtr

Hornopropustný filtr slouží k odfiltrování stejnosměrné a pomalu se měnící složky vstupního signálu. Při snímání dochází ke vzniku půlčlankového napětí na elektrodách, které svou velikostí mnohonásobně přesahuje velikost užitečného signálu. Tyto půlčlankové potenciály se projevují jako stejnosměrné rozdílové složky bioelektrického signálu. V praxi se většinou počítá s maximálním rozdílovým napětím 500 mV na jeden pár elektrod. Vlivem pohybových artefaktů vznikají pomalu se měnící složky rozdílového napětí. Pro snímání EMG

povrchovými elektrodami se nastavuje filtr nejčastěji na 20 Hz. Po odstranění těchto složek ze signálu můžeme zesilovat signál bez obav ze ztráty informací. [2],[3]

#### 4.2.3 Izolační zesilovač

Izolační zesilovač slouží k ochraně pacienta a také chrání citlivou elektroniku diagnostického přístroje. Plní řadu funkcí, které zajišťují správný chod zařízení a chrání zdraví vyšetřovaného člověka. Zabraňuje vzniku zemních smyček a napětovému průrazu. Zamezuje také vstupu vysokých potenciálů k citlivým součástkám zařízení pocházejících z elektrochirurgických nebo defibrilačních přístrojů. [2],[3]

#### 4.2.4 Dolnoproustný filtr

Dolnoproustný filtr odstraňuje nepotřebné vysoké frekvence signálu. Pro kvalitní zobrazení EMG signálu postačuje zachovat frekvence maximálně do 1 kHz, obvykle však do 500 Hz pro záznam povrchovou elektrodou. Přibližné rozsahy jsou uvedeny v tabulce č. 4.1. Mimo odstranění rušivých frekvencí tento filtr také zabraňuje aliasingovému jevu. Samotný izolační zesilovač také vnáší do signálu vysokofrekvenční rušení. Je vhodné, aby byl filtr umístěn co nejbližší A/D převodníku pro potlačení veškerého vysokofrekvenčního rušení. [2],[3]

	Rozpětí amplitudy signálu (uV)	Nastavení filtrů	Vzorkovací frekvence (kHz)
EMG (MUAP)	30-30000	2 Hz-10 kHz	20-50
SFEMG	300-10000-	500 Hz-5 kHz	20-50
CMAP	100-30000	2 Hz-10 kHz	10-25
SNAP	0.1-100	5 Hz- 2 kHz	10-25
Záznam povrchovou elektrodou	10-1000	20 Hz- 1 kHz	2-5

Tab. č. 4.1: Přibližný rozsah amplitudy signálu, nastavení filtru a rozsahu frekvence vyžadovaného pro vzorkování [7]

#### 4.2.5 Filtr síťového rušení

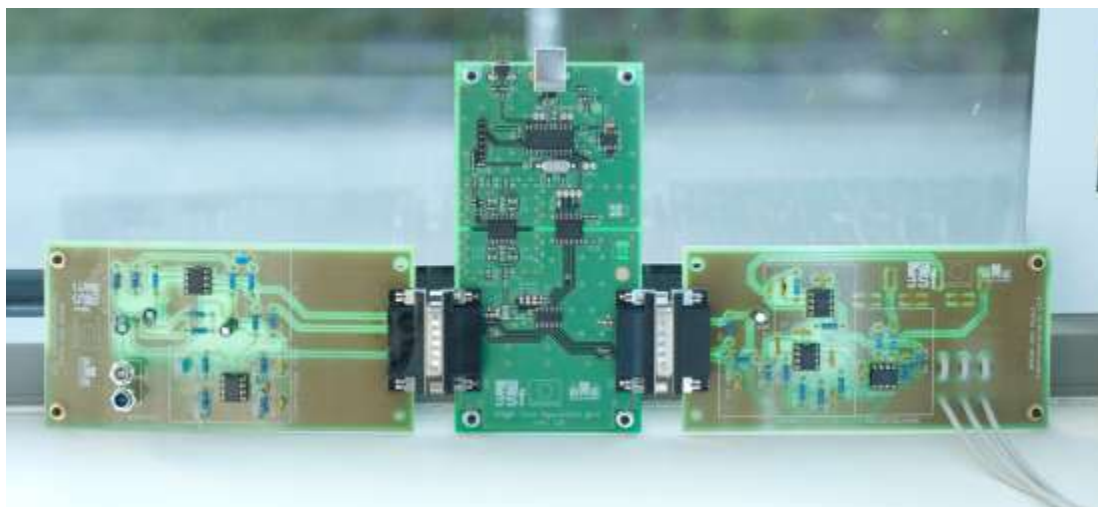
Filtr síťového rušení (angl. notch filter) odstraňuje rušivou složku o frekvenci 50 Hz, která vzniká kapacitními i indukčními vazbami pacienta, přírodních kabelů elektrod a sítě, ale i stejnými vazbami přístroje a sítě. [2],[3]

#### 4.2.6 Zesilovač s proměnným zesílením

Zesilovač s proměnným zesílením realizuje největší část celkového zesílení řetězce. U bioelektrických signálů se mění napětí špička-špička v závislosti na kontaktu elektrod a stavu organismu. Z toho důvodu bývá zesilovač proměnný, aby bylo možno využít plného rozsahu A/D převodníku. [2],[3]

## 5 Návrh a realizace univerzálního modulu pro měření EMG

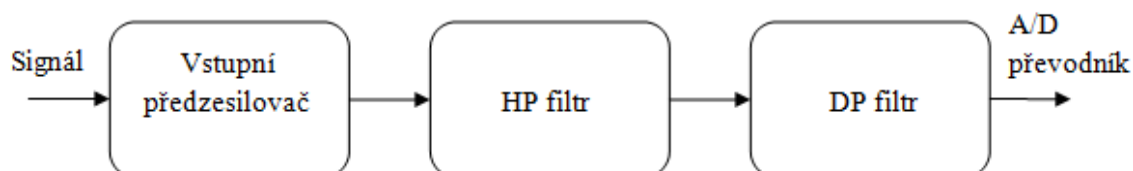
Navržený modul EMG je jednou z funkčních částí programu *Výuková sada biomedicínského inženýrství bmeng KIT*. Tato sada již obsahuje moduly pro měření elektrokardiografie a pletysmografie. Patnáctipinový konektor cannon použitý v navrženém modulu je kompatibilní s konektorem modulu bmeng DAU, který zajišťuje digitální zpracování měřeného signálu. DAU modul je následně propojen USB kabelem s počítačem, kde je signál zobrazen a vyhodnocen v programu vytvořeném v Matlabu. Původní výuková sada je zobrazena na obrázku 5.1.



Obr. 5.1: Výuková sada bmeng KIT, vpravo modul pro měření EKG, vlevo modul pro měření pletysmografie, uprostřed jednotka pro sběr dat bmeng DAU

Modul pro měření elektromyografie je navržen jako výukový a slouží ke snímání bioelektrického signálu ze svalů pomocí povrchových elektrod. Účelem je, aby se student seznámil s diagnostickou metodou elektromyografie a vyzkoušel si různé možnosti nastavení filtrů a zesílení signálu, které tento modul poskytuje a následně sledoval, jak se výstupní signál bude chovat při těchto nastaveních.

Při vytváření návrhu se vycházelo z již zhotoveného modulu pro měření elektrokardiografie, který stejně jako elektromyograf zpracovává bioelektrický signál. Využitelné frekvenční pásmo se dá upravit pomocí nastavitelných filtrů.



Obr. 5.2 : Blokové schéma navrženého řešení modulu pro zpracování biosignálů

## 5.1 Vstupní předzesilovač

Vstupní předzesilovač je realizován pomocí přístrojového zesilovače INA126 od firmy Texas Instruments, jehož základní parametry jsou vypsány v tabulce 5.1. Tento přístrojový zesilovač vytváří impedanční přizpůsobení, které je zapotřebí, jelikož při snímání EMG vzniká velký přechodový odpor (100k $\Omega$  a více) vlivem rozhraní elektroda-pokožka. Z tohoto důvodu musí vstupní část řetězce mít co možná největší odpor až G $\Omega$ . Diferenční vstup tohoto přístrojového zesilovače zajišťuje také odstranění souhlasného napětí, které se indukuje současně na oba vstupy zesilovače. Zapojení vstupního předzesilovače je na obrázku 5.3. Aby nedošlo k saturaci zesilovače vlivem rušivých složek, které ještě nebyly ze signálu odfiltrovány, nesmí být zesílení příliš velké. Optimální zesílení, při kterém nehrozí ztráta informace, se pohybuje v rozmezí 1 až 10. V modulu bylo zvoleno zesílení vstupního předzesilovače  $G=8,33$ . Pro výpočet zesílení byl použit vzorec (5.1), který je uveden v datasheetu zesilovače INA126. Zesílení se nastavuje rezistorem  $R_G$  (12k $\Omega$ +12k $\Omega$ ) mezi svorkou 1 a 8.[9]

Součástka	$I_B$	Offset max	Drift max	Teplotní rozsah	Zesílení
	nA	$\mu V$	$\mu V/^{\circ}C$	$^{\circ}C$	
INA126	-25	250	3	$-40^{\circ}C - +85^{\circ}C$	5-10000

Tab. 5.1: Základní parametry přístrojového zesilovače INA126

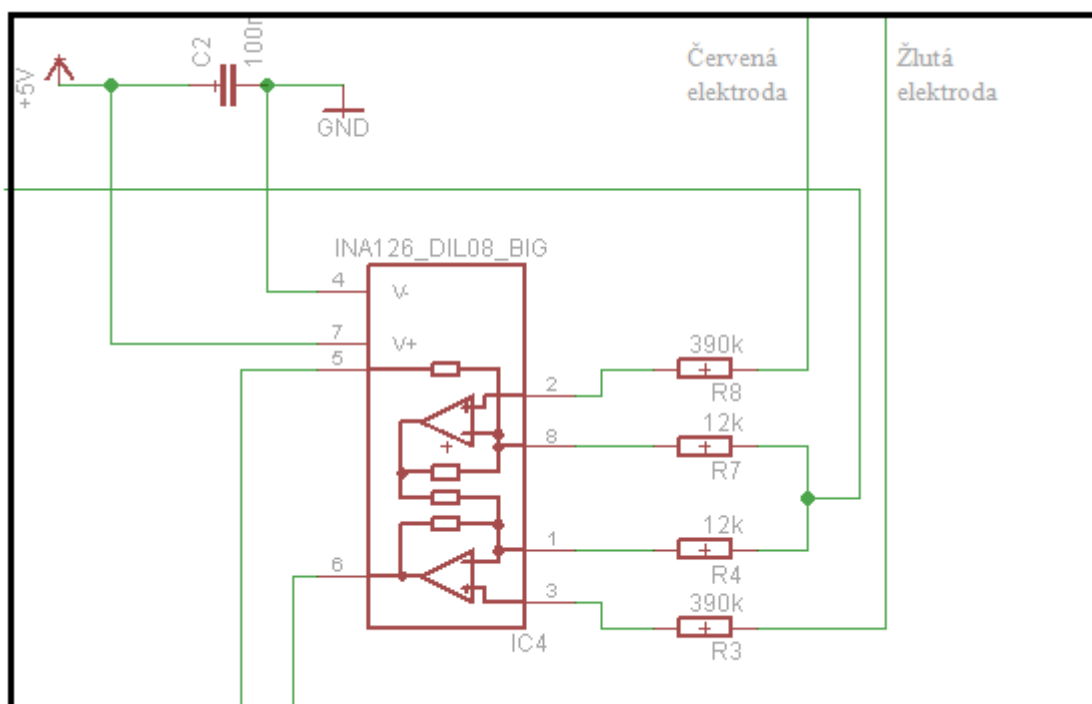
$I_B$  – Vstupní klidový proud

$$G = 5 + \frac{80k\Omega}{R_G} \quad (5.1)$$

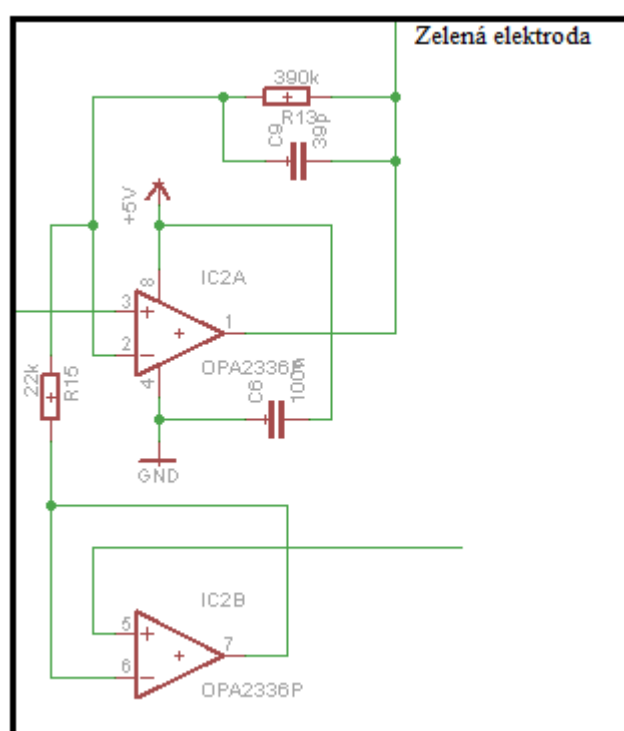
$$G = 5 + \frac{80 \cdot 10^3}{12 \cdot 10^3 + 12 \cdot 10^3} = 8,33$$

Napájení pravou nohou tvoří důležitou část impedančního přizpůsobení. Na pacienta jsou připojeny dvě snímací elektrody (na tělo svalu a na šlachu přichycující sval) a jedna napájecí elektroda ze snímací elektrody místo zemního pásu. Pacient není nikde uzemněn, ale je napájen opačným napětím, než je absolutní hodnota souhlasného napětí na vstupu snímacích elektrod. Tím se zajistí kvalitnější signál na vstupu, který je méně zatížen šumem. Toto zapojení je převzato z modulu pro měření elektrokardiografie.[3]





Obr. 5.3: Zapojení vstupního předzesilovače



Obr. 5.4: Zapojení napájení pravou nohou

## 5.2 Hornopropustný filtr

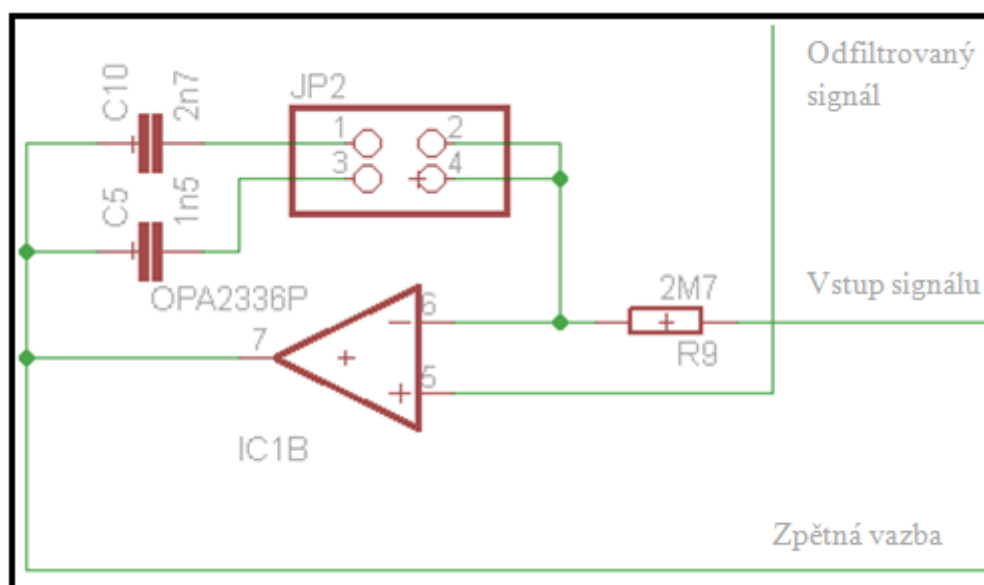
Hornopropustný filtr je navržen jako aktivní dolnoproputný filtr prvního řádu s operačním zesilovačem OPA2336[10] od firmy Texas Instruments, který je zapojen do zpětné vazby přístrojového zesilovače INA126. Dolnoproputný filtr vybere ze signálu frekvenční složky, které mají být ze signálu odstraněny. Ty jsou následně přivedeny zpětnou vazbou na přístrojový zesilovač, kde jsou odečteny od frekvenčního spektra vstupního signálu. Schéma zapojení je na obrázku 5.5. Toto zapojení dosáhne stejného výsledku jako při použití hornopropustného filtru. Toto zapojení je převzato z původního modulu pro měření EKG[3]. Mezní frekvenci filtru lze přepínat pomocí jumperu, který má ve schématu označení JP2. Pro nastavení mezní frekvence byly zvoleny hodnoty 20 Hz a 40 Hz. Hodnotu mezní frekvence je možno vypočítat podle vzorce (5.2). Hodnotě rezistoru R odpovídá hodnota rezistoru R<sub>9</sub> a hodnotě kapacity C odpovídá hodnota kondenzátoru C<sub>5</sub> nebo C<sub>10</sub> ze schématu zapojení.

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5.2)$$

$$f = \frac{1}{2\pi R_9 C_5} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 2,7 \cdot 10^6 \cdot 2,7 \cdot 10^{-9}} = 21,84 \text{ Hz}$$

$$f = \frac{1}{2\pi R_9 C_{10}} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 2,7 \cdot 10^6 \cdot 1,5 \cdot 10^{-9}} = 39,3 \text{ Hz}$$

Zvolené hodnoty filtru jsou dostatečné pro odstranění pomalu měnících se složek rozdílového napětí, které jsou vytvářeny pohybovými artefakty. Skutečné hodnoty mezních frekvencí jsou 21,84 Hz a 39,3 Hz. Tyto hodnoty jsou dány parametry vyráběných keramických kondenzátorů a rezistoru z odporové řady, které byly dostupné k zakoupení. V obvodu jsou použity keramické kondenzátory 1n5 a 2n7 a metalizovaný rezistor 2M7.



Obr. 5.5: Schéma zapojení hornopropustného filtru

### 5.3 Dolnoproustný filtr

Dolnoproustný filtr je realizován jako aktivní filtr prvního řádu, pro který byl použit operační zesilovač OPA2336 od firmy Texas Instrument, stejně jako u hornoproustného filtru. Schéma zapojení je na obrázku 5.6. Mezní frekvenci filtru lze přepínat pomocí jumperu, který má ve schématu označení JP1. Pro nastavení mezní frekvence byly zvoleny hodnoty 200 Hz a 400 Hz. Hodnotu mezní frekvence je možno vypočítat podle vzorce (5.1). Hodnotě rezistoru R odpovídá hodnota rezistoru  $R_1$  a hodnotě kapacity C odpovídá hodnota kondenzátoru  $C_4$  nebo  $C_1$  podle zapojení ze schématu. Skutečné hodnoty mezních frekvencí jsou 205,63 Hz a 370,13 Hz. Tyto hodnoty jsou dány parametry vyráběných keramických kondenzátorů a rezistoru z odporové řady, které byly dostupné k zakoupení. V obvodu jsou použity keramické kondenzátory 100p a 180p a metalizovaný rezistor 4M3. V této části zapojení je také realizována největší část zesílení celého řetězce. Toto zesílení je nastavitelné pomocí trimru a je ho možné vypočítat pomocí vzorce (5.3). Zesílení se dá nastavit v rozmezí od minimální hodnoty  $G = -328$  až na maximální hodnotu  $G = -530,6$ .

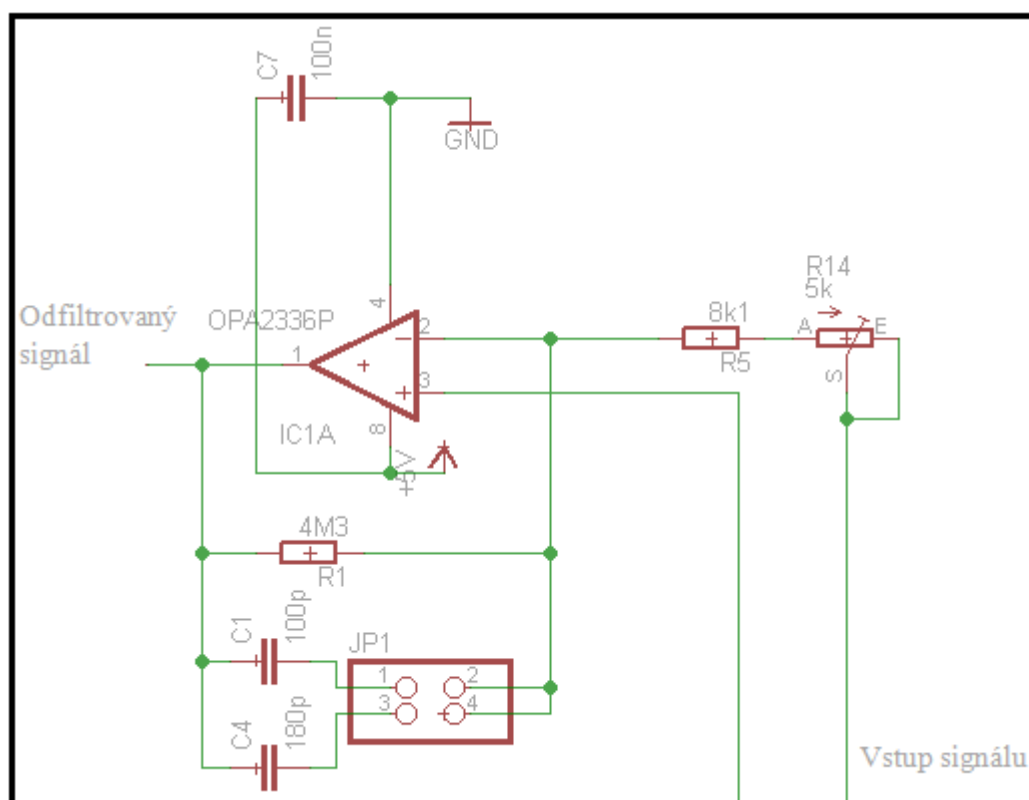
$$f_{200} = \frac{1}{2\pi R_9 C_5} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 4,3 \cdot 10^6 \cdot 180 \cdot 10^{-12}} = 205,63 \text{ Hz}$$

$$f_{400} = \frac{1}{2\pi R_9 C_5} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 4,3 \cdot 10^6 \cdot 100 \cdot 10^{-12}} = 370,13 \text{ Hz}$$

$$G = - \frac{R_1}{R_5 + R_{14}} \quad (5.3)$$

$$G_{min} = - \frac{4,3 \cdot 10^6}{8,1 \cdot 10^3} = -328$$

$$G_{max} = - \frac{4,3 \cdot 10^6}{8,1 \cdot 10^3 + 5 \cdot 10^3} = -530,6$$



Obr. 5.6: Schéma zapojení dolnoproustného filtru

## 5.4 Filtr síťového rušení

Filtr síťového rušení není fyzicky realizován na vyrobeném modulu, ale je řešen softwarově pomocí kódu provedeného v programu Matlab.

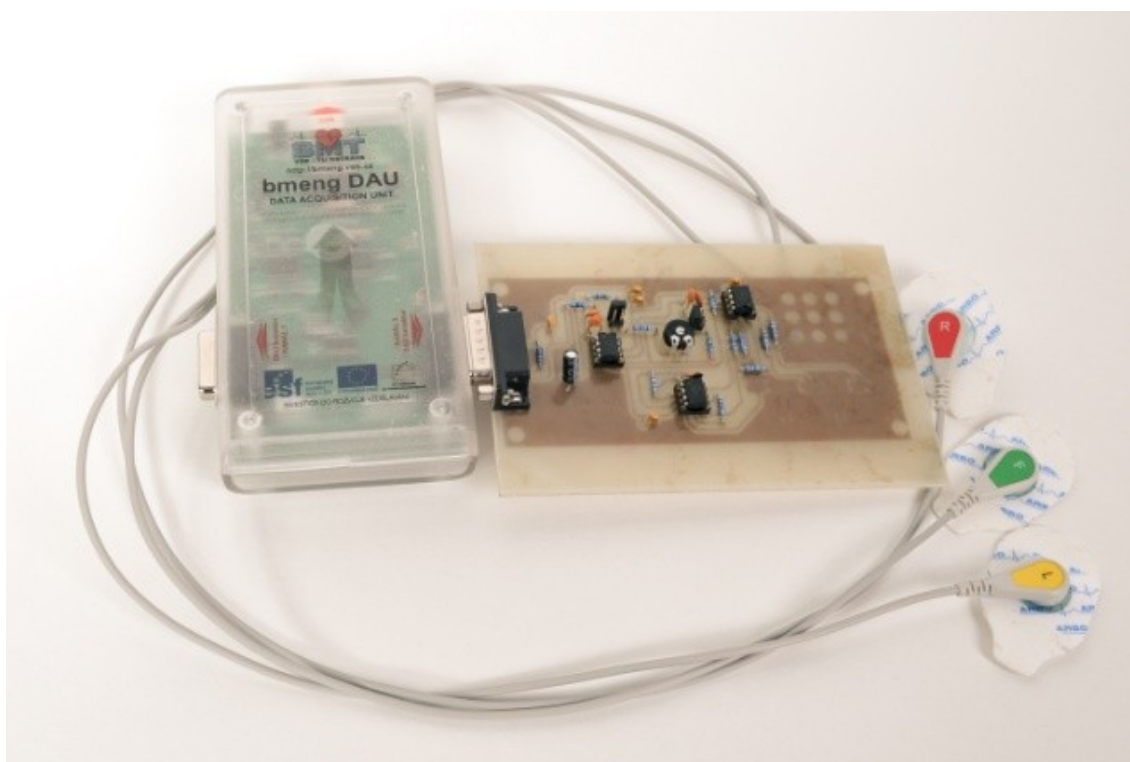
## 5.5 Možnosti nastavení filtrů

Všechny možnosti nastavení filtrů, a tím i propustného pásma vyrobeného modulu, jsou zobrazeny v tabulce 5.2.

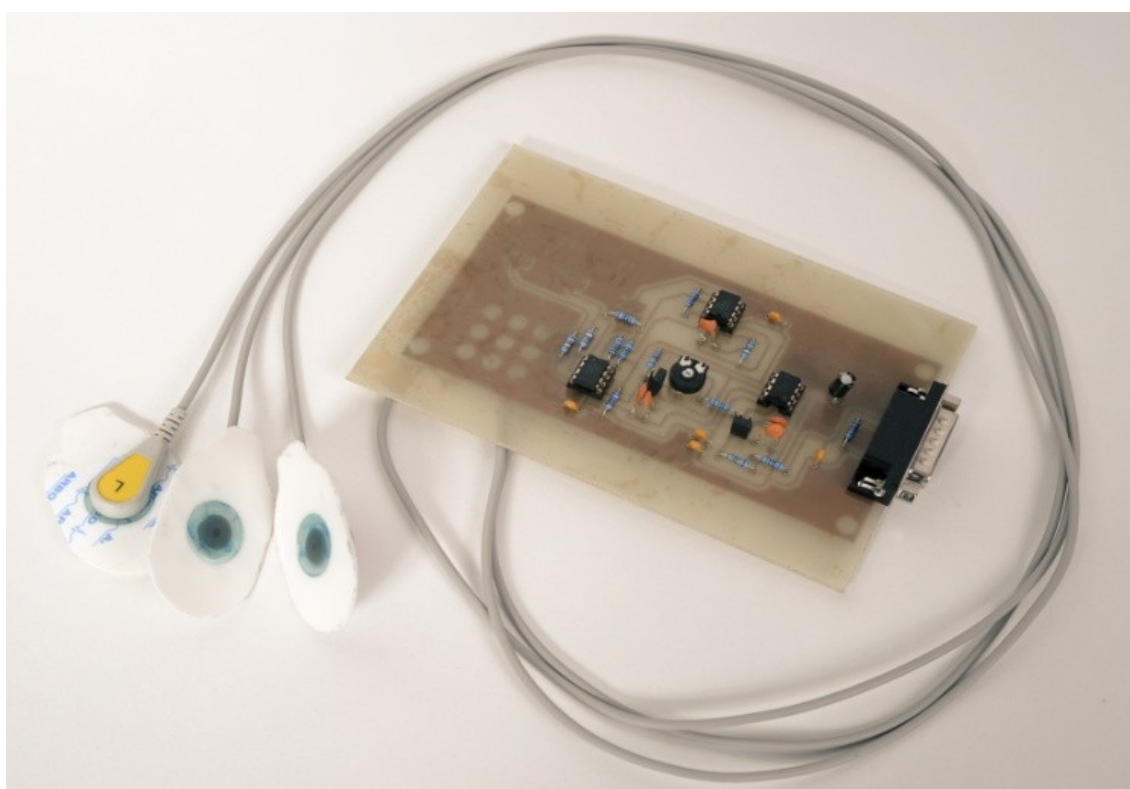
	HP f[Hz]	DP f[Hz]
1.	21,84	205,63
2.	21,84	370,13
3.	39,3	205,63
4.	39,3	370,13

Tab. 5.2: Možnosti nastavení filtrů

## 5.6 Zhotovení modulu – fotografie



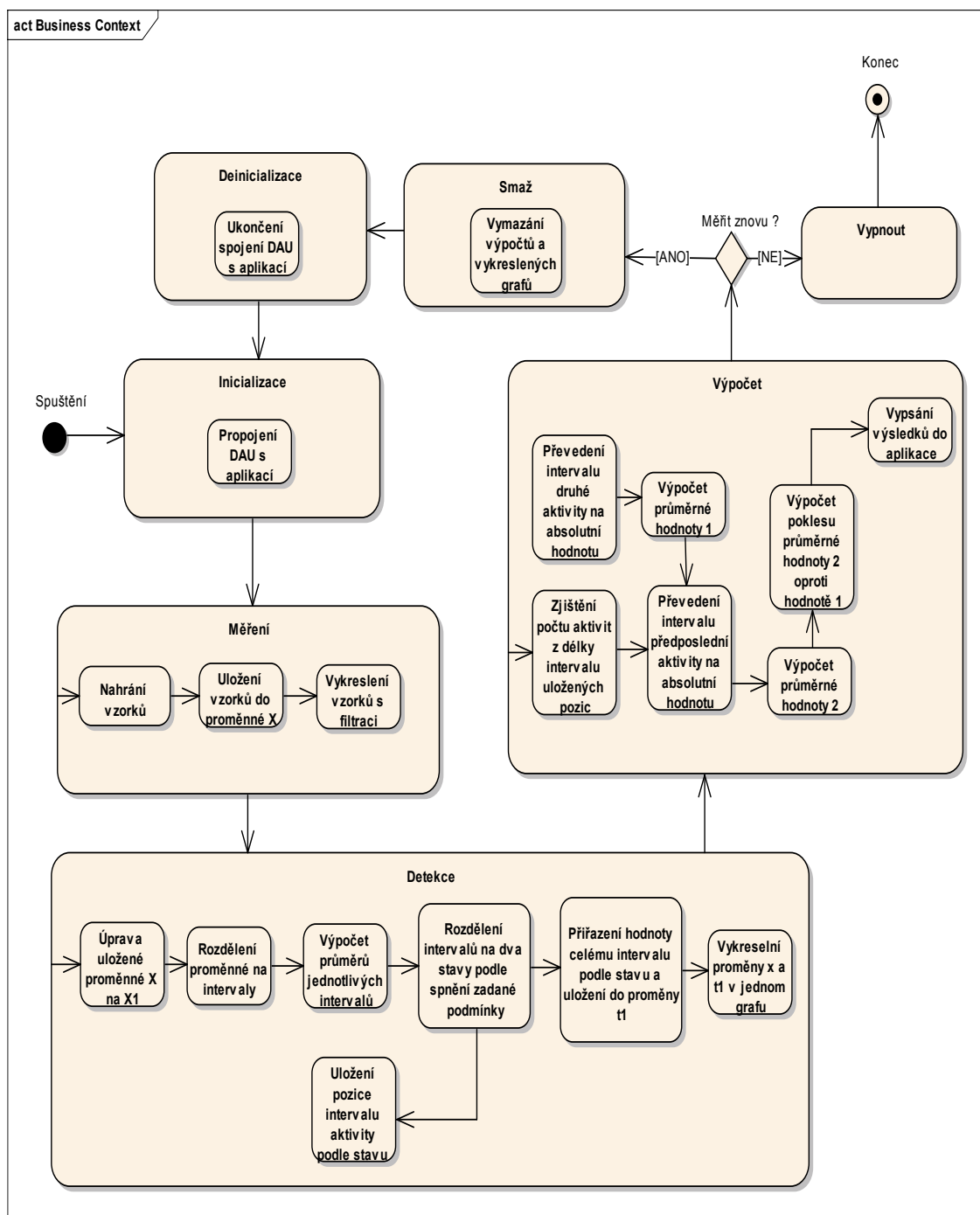
Obr. 5.6: Fotografie modulu EMG připojeného k jednotce DAU



Obr. 5.7: Fotografie modulu EMG

## 6 Aplikace pro měření EMG

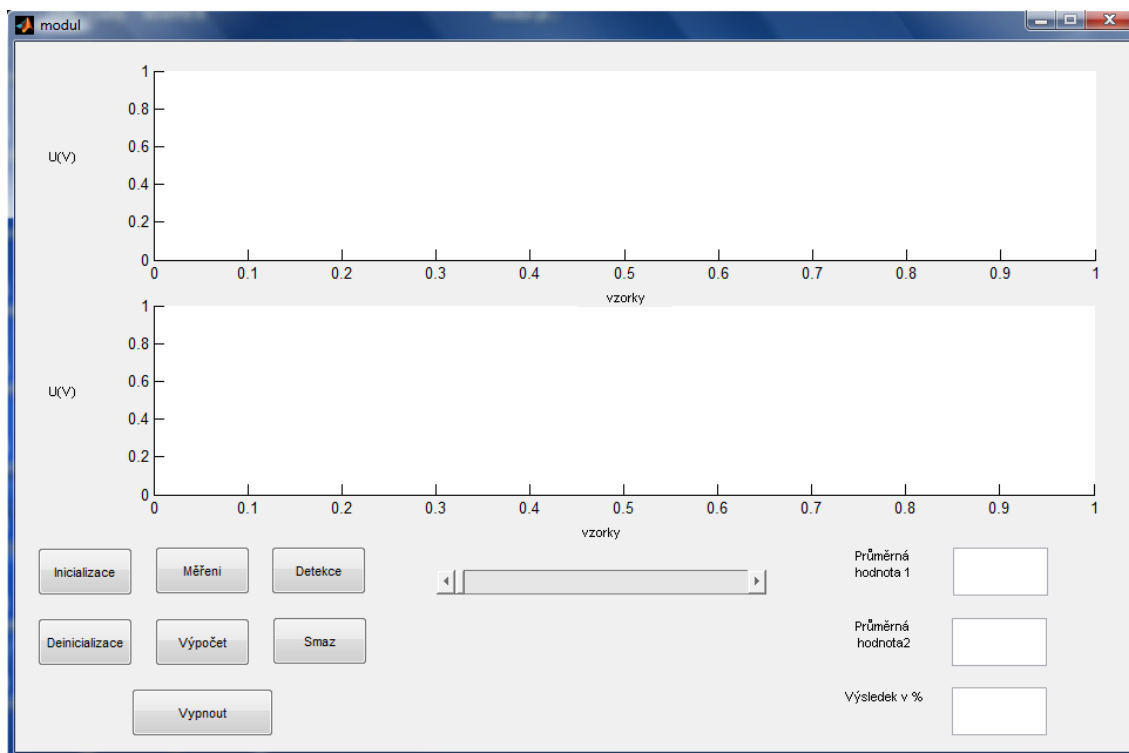
Signál naměřený pomocí povrchových elektrod je předzpracován ve zhotoveném modulu, dále je digitalizován v jednotce DAU a přenesen do počítače, kde je zobrazen v aplikaci. Aplikace pro měření EMG je vytvořena v prostředí Matlab 7.10.0 (R2010a). Funkční schéma je na obrázku 6.1. Při tvorbě byly použity některé již existující kódy sloužící ke komunikaci s jednotkou DAU a knihovny k ní vytvořené.



Obr. 6.1: Funkční schéma

## 6.1 Popis aplikace

Aplikace obsahuje několik základních tlačítek pro ovládání. Uživatelské rozhraní aplikace je zobrazeno na obrázku 6.2.

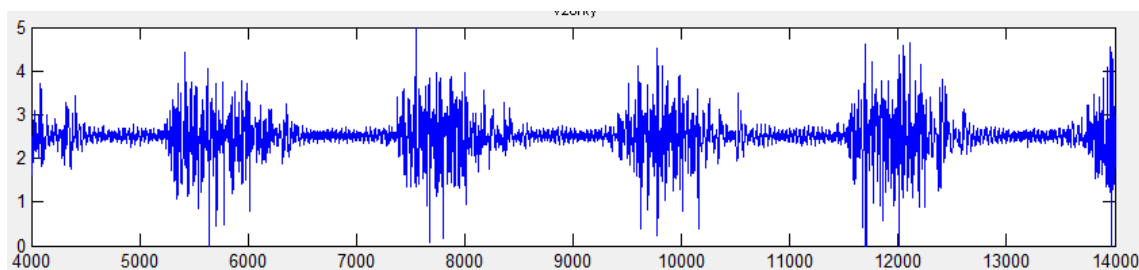


Obr. 6.2: Uživatelské rozhraní aplikace

Tlačítko **Inicializace** slouží k propojení programu s jednotkou DAU. Bez této inicializace nebude aplikace funkční, a tedy nebude možné zobrazit naměřený signál.

Tlačítko **Deinicializace** slouží k zrušení spojení programu a jednotky DAU. Je vhodné před každým novým měřením program inicializovat a po měření deinicializovat. Bez tohoto kroku se stávalo, že do následovného měření se zobrazila koncová data měření předešlého.

Tlačítko **Měření** spustí načítání dat z modulu a po načtení čtyřiceti tisíc vzorků vykreslí ve spodním grafu kde na ose X jsou vzorky a na ose Y napětí ve voltech. Pokud dojde k nahrání 40000 vzorků, tlačítko **Měření** bude mít zelenou barvu, ale pokud nedojde k nahrání zvoleného počtu vzorků, tlačítko zčervená. V tomto kroku je také řešen filtr pásmová zádrž (Notch filtr), který ze signálu odstraní frekvenční složku o hodnotě 50Hz. Aplikace nezobrazuje naměřená data kontinuálně, jelikož při kontinuálním vykreslování dat docházelo k velkému zpoždění. Zvolený počet vzorků souvisí se vzorkovací frekvencí jednotky DAU, která je 2000Hz. V grafu se tedy zobrazí dvacet sekund záznamu. Vykreslený signál je na obrázku 6.2. Pro detailnější zobrazení záznamu je pod spodním grafem posuvník, který umožňuje pohyb křivky s krokem 4000 vzorků.



Obr. 6.2: Vykreslený signál

Tlačítko Detekce slouží k vymezení jednotlivých svalových aktivit. Po stisknutí se ve vrchním grafu zobrazí naměřený signál spolu s detekční křivkou, která vymezuje jednotlivé kontrakce. Postup pro vytvoření detekční křivky je následující. Hodnoty naměřených dat jsou upraveny dle vzorce 6.1. Takto upravená data jsou rozdělena na intervaly po 320 prvcích. Z každého intervalu je vypočítána jeho průměrná hodnota. Tyto hodnoty jsou porovnávány se stanovenou podmínkou. Pokud splní podmínku, je interval označen stavem 1 a všem jeho prvkům bude přiřazena hodnota 4. V opačném případě je označen stavem 0 a všem jeho prvkům je přiřazena hodnota 0,5. Detekce probíhá podle rovnice (6.2). Takto upravené hodnoty jsou uloženy do proměnné, která při vykreslení tvoří detekční křivku. V tomto kroku se také určí pozice intervalu, které se použijí pro výpočty. Vykreslená detekce je na obrázku 6.3. Jelikož se jedná o detekci stochastického signálu podle stanovené podmínky, nemusí detekce vždy odpovídat skutečnosti.

$$X1 = (X - \frac{\sum X}{n_X})^4 \quad (6.1)$$

X1 matice upravených dat  
X matice naměřených dat  
n<sub>X</sub> počet prvků matice X

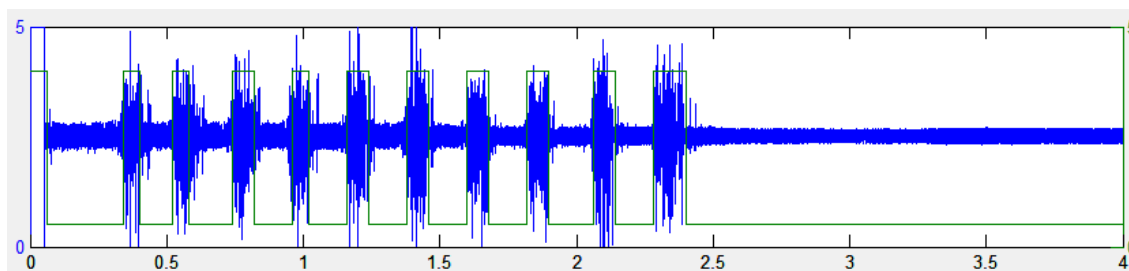
$$\frac{\sum X1_m}{n_{X1_m}} > 0.15 \rightarrow T1_m = 4$$

$$\frac{\sum X1_m}{n_{X1_m}} < 0.15 \rightarrow T1_m = 0.5$$

(6.2)

X1<sub>m</sub> interval z matice upravených dat  
n<sub>X1m</sub> počet prvků intervalu X1<sub>m</sub>  
T1<sub>m</sub> interval matice detekční křivky





Obr. 6.3: Vykreslená detekce

Tlačítko Smaž vymaže křivky ze všech grafů a vynuluje všechny vypočítané hodnoty. Pro chod nebo funkci aplikace nemá toto tlačítko žádný význam, ale bylo užitečné při stanovení podmínky pro detekci.

Tlačítko Výpočet zobrazí průměrné absolutní hodnoty druhé a předposlední svalové aktivity vypočtené podle rovnice (6.3) a procentuální pokles nebo nárůst předposlední aktivity oproti druhé vypočítané pomocí vzorce (6.4). Výpočet je funkční pouze po provedení detekce. Procentuální pokles by neměl přesáhnout u zdravého jedince hodnotu -10%. Tato hodnota vychází z modality sumárních akčních potenciálů, kdy pokles amplitud o 10% ukazuje na poruchu nervosvalových plotének. Při poklesu o 8% se ještě nemusí jednat o poruchu, ale může to být důsledkem nedostatku neurotransmiterů, které se nestihly obnovit po předešlé aktivitě. Ukázka vypočítaných hodnot je na obrázku 6.4.

$$a1 = \frac{\sum \left| X_2 - \frac{\sum X}{n_X} \right|}{n_{X_2}} \quad (6.3)$$

a1      průměrná absolutní hodnota druhého intervalu  
 $X_2$     matice dat druhého intervalu svalové aktivity  
 $X$       matice naměřených dat  
 $N_{X2}$    počet prvků intervalu  $X_2$   
 $n_X$     počet prvků matice  $X$

$$a2 = \frac{\sum \left| X_{m-1} - \frac{\sum X}{n_X} \right|}{n_{X_{m-1}}} \quad (6.3)$$

a1      průměrná absolutní hodnota předposledního intervalu  
 $X_{m-1}$    matice dat předposledního intervalu svalové aktivity  
 $X$       matice naměřených dat  
 $n_{xm-1}$    počet prvků intervalu  $X_{m-1}$   
 $n_X$     počet prvků matice  $X$

$$Výsledek = \left( \frac{a2 \cdot 100}{a1} \right) - 100 \quad (6.4)$$

Výsledek      procentuální pokles [%]

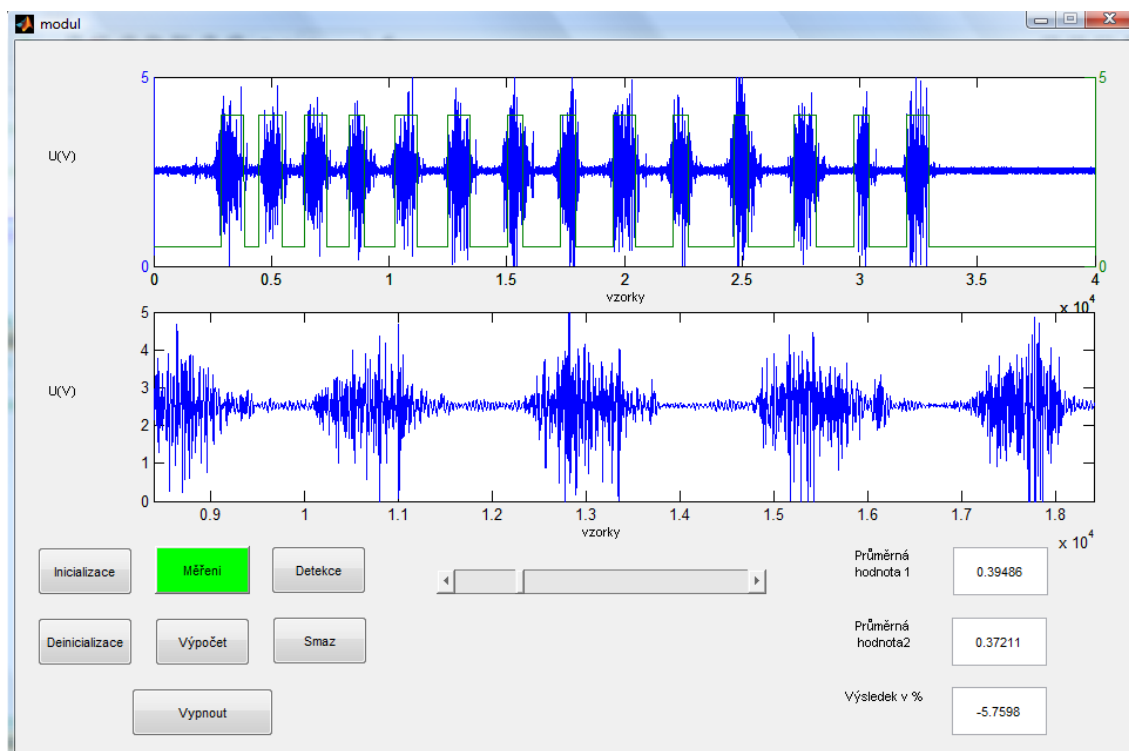


Obr. 6.4: Ukázka vypočítaných hodnot

Tlačítko Vypnout ukončí celou aplikaci.

## 6.2 Použití aplikace pro měření

Na předloktí se umístí snímací elektrody a na zápěstí elektroda pro napájení pravou nohou. Spustí se aplikace a stiskne tlačítko pro inicializaci. Po úspěšné inicializaci se stiskne tlačítko pro měření. Po tomto kroku vyšetřovaná osoba začne svírat posilovač rukou. Postačí i deset sevření. Jelikož aplikace neměří kontinuálně, musí obsluha nečinně čekat na vykreslení. Proběhne-li vykreslení, musí obsluha spustit detekci a následně stisknout tlačítko pro výpočet. Ukázka realizovaného měření je na obrázku 6.5.



Obr. 6.5: Ukázka měření

## 7 Závěr

Cílem této práce bylo vytvořit jednoduchý modul pro měření EMG a aplikaci, která by zobrazovala a interpretovala naměřené výsledky. Při návrhu modulu se vycházelo z funkčního modulu pro měření EKG, který stejně jako EMG zpracovává bioelektrický signál, ale má jiné využitelné frekvenční pásmo. Zapojení impedančního přizpůsobení a napájení pravou nohou bylo převzato z modulu EKG. Filtry vymezující využitelné pásmo byly navrženy tak, aby se jejich hodnota dala přepínat pomocí jumperu. Filtr horní propust je navržen jako aktivní dolní propust prvního řádu, která je zapojená do zpětné vazby s přístrojovým zesilovačem. Filtr vybere ze signálu složky, které mají být odstraněny, ty jsou zpětnou vazbou přivedeny na přístrojový zesilovač, kde jsou odečteny od frekvenčního spektra vstupního signálu. Mezní frekvence filtru jsou 21,84 Hz a 39,3 Hz. Filtr dolní propust je navržen jako aktivní dolní propust prvního řádu. Mezní frekvence jsou 205,63 Hz a 370,13 Hz. Filtr síťového rušení není součástí navrženého modulu, ale je součástí vytvořené aplikace.

Navržená aplikace vytváří spojení mezi jednotkou DAU a počítačem. Při spuštění měření dojde k načtení předem zvoleného počtu vzorků, ze kterých je odfiltrováno rušení 50 Hz a následně jsou vykresleny. Detekce svalové aktivity prochází naměřené hodnoty a rozděluje je do intervalů. Ty jsou následovně porovnány se stanovenou podmínkou. Pokud dojde ke splnění podmínky, interval získá hodnotu 4, v opačném případě hodnotu 0.5. Takto získané intervaly jsou vykresleny do naměřeného signálu EMG, ze kterého nejsou odstraněny složky 50 Hz a vytvoří tak ohraničení začátku a konce svalové aktivity. Hodnota procentuálního poklesu je získána z rozdílu absolutních hodnot druhého a předposledního intervalu.

V průběhu měření se vyskytují problémy, které souvisí s vyvolanou svalovou aktivitou pomocí vůle. Pro měření byl pořízen posilovač rukou, který stanovuje jednotnou zátěž pro všechny testované. I tak ale dochází k rozdílným hodnotám z důvodu zapojení jiných svalových vláken pro vypočítaný první a druhý stisk.

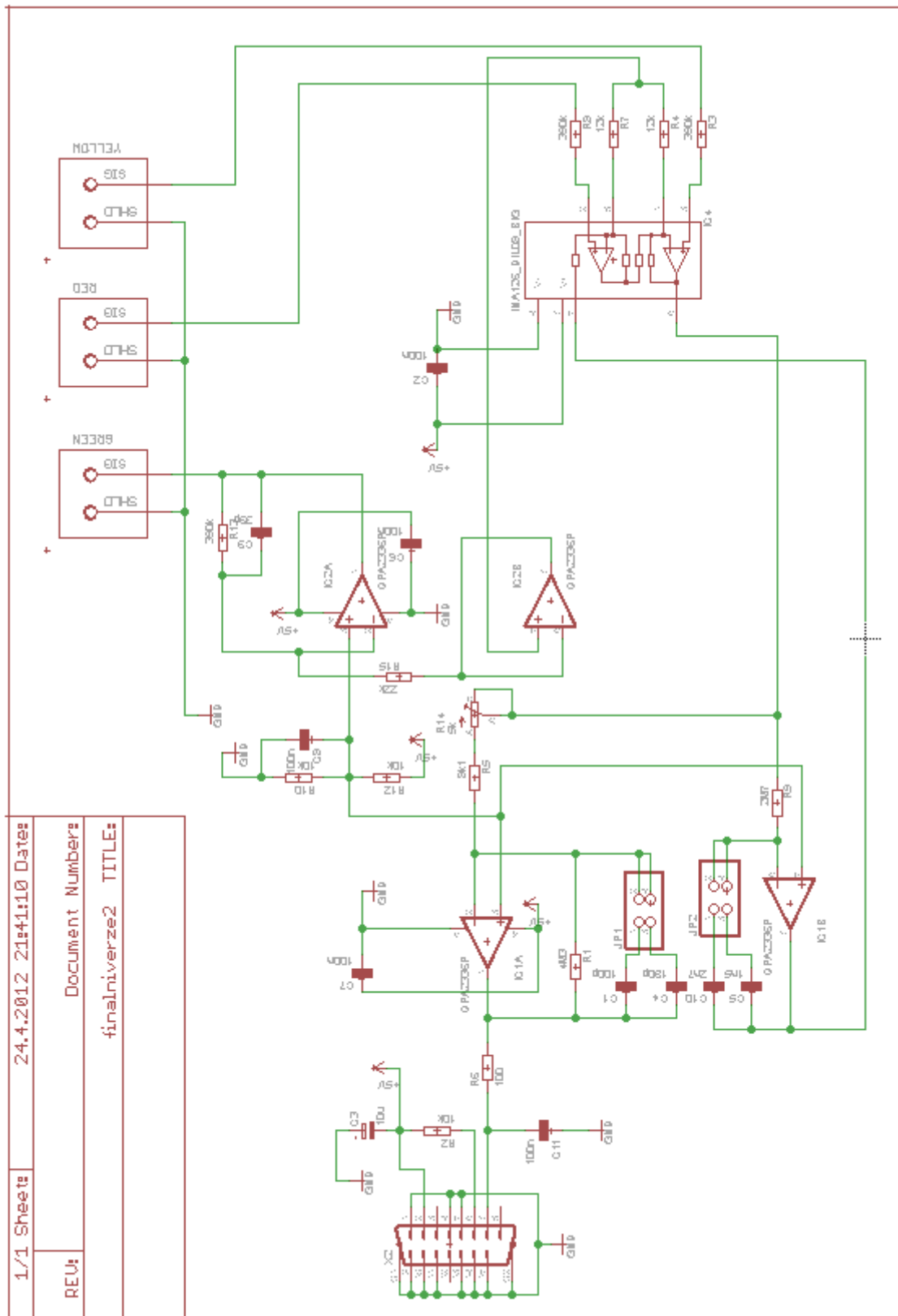
## 8 Použitá literatura

- [1] MOHYLOVÁ J., KRAJCA V. Zpracování signálu v lékařství. [CD/ROM] Žilinská universita 2005. ISBN 80-8070-341-8.
- [2] PENHAKER, M.-IMRAMOVSKÝ, M.-TIEFENBACH, P. Lékařské diagnostické přístroje- učební texty. Vyd. 1. Ostrava: VŠB-Technická univerzita, 2004. 333 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] ADAMEC, O. Návrh a realizace biozesilovače s digitalizací a signálovým předzpracováním. Ostrava: 2008. Diplomová práce na Fakultě elektrotechniky a informatiky VŠB – TU Ostrava na Katedře měřicí a řídicí techniky. Vedoucí diplomové práce Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [4] JIRÁK, Zdeněk. Fyziologie pro bakalářské studium na FZS OU. Vyd. 2. Ostrava: Ostravská univerzita, 2009. 250 s. ISBN 978-80-7368-234-7. Skripta.
- [5] TICHÁČEK, A. Biologická zpětná vazba v terapii. Brno: Vysoké učení technické. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2008, 61s. Vedoucí práce Ing. Jana BARDOŇOVÁ, Ph.D.
- [6] DEUSCHEL, G.; EISEN, A. Doporučení pre praxi EMG [online]. 1999 [cit. 2012-1-10]. Dostupné z [www](http://www.neurofyziologia.sk/Dokumenty/Doporucenie%20pre%20prax%20EMG.doc):  
<<http://www.neurofyziologia.sk/Dokumenty/Doporucenie%20pre%20prax%20EMG.doc>>
- [7] Elektromyografie [online]. [cit. 2012-01-10] Dostupné z [www](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php):  
<[http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment\\_metody\\_emg.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php)>
- [8] [online]. [cit. 2012-01-10] Dostupné z [www](http://www.educ.ubc.ca/faculty/sanderson/EMG/Documents/daq.htm):  
<<http://www.educ.ubc.ca/faculty/sanderson/EMG/Documents/daq.htm>>
- [9] *Ti.com* [online]. Leden 1996, Srpen 2005 [cit. 2012-04-10]. MicroPOWER INSTRUMENTATION AMPLIFIER. Dostupné z [WWW](http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina126.pdf):  
<<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina126.pdf>>
- [10] *Ti.com* [online]. Leden 1997, Leden 2005 [cit. 2012-04-10]. SINGLE-SUPPLY, microPower. Dostupné z [WWW](http://focus.ti.com/lit/ds/sbos068c/sbos068c.pdf): <<http://focus.ti.com/lit/ds/sbos068c/sbos068c.pdf>>

## **9 Seznam příloh**

- I. Schéma zapojení
- II. Návrh desky plošných spojů
- III. CD s aplikací

# I. Schéma zapojení



## II. Návrh desky plošných spojů

